



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 198 34 277 A 1

51 Int. Cl.⁷:
A 61 F 2/36

21 Aktenzeichen: 198 34 277.2
22 Anmeldetag: 30. 7. 1998
43 Offenlegungstag: 17. 2. 2000

DE 198 34 277 A 1

71 Anmelder:
Baroud, Gamal, Dr., Alberta, CA; Brämer, Klaus,
Dipl.-Ing., 09113 Chemnitz, DE; Kreißig, Reiner,
Prof. Dr.-Ing., 09113 Chemnitz, DE

74 Vertreter:
Schneider, M., Pat.-Anw., 09111 Chemnitz

72 Erfinder:
gleich Anmelder

56 Entgegenhaltungen:

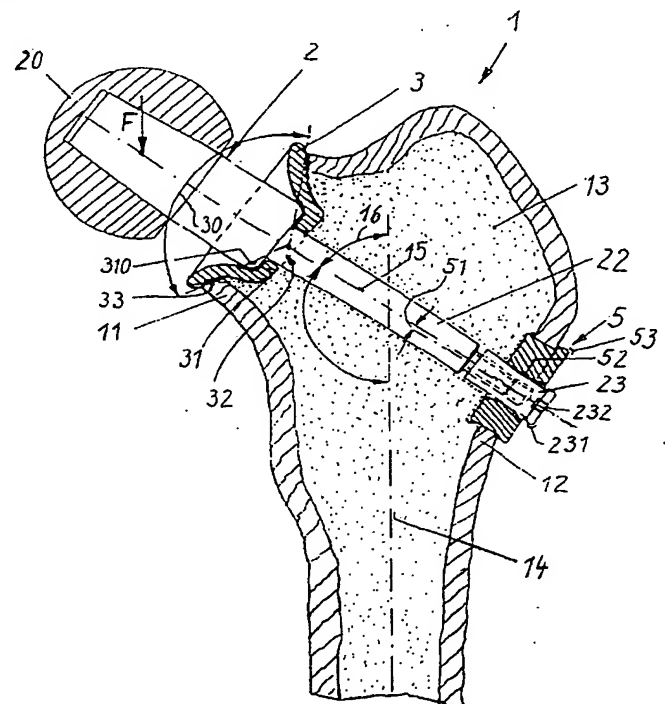
DE	196 10 741 C1
DE	196 01 340 C1
DE	35 38 346 C2
DE	27 24 234 A1
GB	20 33 755 A
US	47 95 473
EP	02 07 985 B1
WO	92 12 691
WO	89 11 837

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk

57 Die Erfindung betrifft eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend aus einem Adapter (2) zur Aufnahme der Gelenkkugel (20), aus einem Stützring (3) zur Führung des Adapters (2) auf der proximalen Seite des Femur (1) und aus einem Stützlager (5) zur Führung des Adapters (2) auf der lateralen Seite des Femurs (1). Mit dem Ziel die Tragfähigkeit des Knochengewebes für eine Prothese zu verlängern, wird dieselbe so ausgebildet, daß der Adapter (2) mit einer Stützschar (21) und mit einem Schaft (22) versehen ist, der den Femur (1) etwa entlang der verlängerten Achse (15) des Oberschenkelhalses durchgreift, daß der Stützring (3) mit seiner Stützfläche (33) ausschließlich auf der proximalen Seite des Femurs (1) gelagert ist, daß am Stützring (3) zur Führung des Adapters (2) ein axialer Anschlag (31) für die Stützschar (21) und eine gegenüber der Stützfläche (33) lateral versetzte Bohrung (32) für den Schaft (22) vorgesehen sind, daß das Stützlager (5) ausschließlich an der lateralen Seite des Femurs (1) fixiert ist und die Führungsbohrung (52) für den Schaft (22) auf die Achse (15) des Adapters (2) ausrichtbar ist.



DE 198 34 277 A 1

Die Erfindung betrifft eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend aus einem Adapter zur Aufnahme der Gelenkkugel, aus einem Stützring zur axialen und radialen Führung des Adapters auf der proximalen Seite des Femur und aus einem Stützlager zur Führung des Adapters auf der lateralen Seite des Femur.

Solche Schenkelhalsendoprothesen sind in den unterschiedlichsten Formen bereits bekannt.

So zeigt die DE 27 24 234 A1 eine solche Prothese. Der die Gelenkkugel aufnehmende Adapter ist mit einer Stützschulter versehen und ein Schaft ragt weit in den Femur hinein. Die etwa kegelige Stützschulter sitzt auf einem Stützring, der auf dem Oberschenkelhals durch die Form seines Außenrandes fixiert ist. Auf der lateralen Seite des Femur ist ein Stützlager großflächig von außen angeschraubt.

Durch dieses Stützlager wird lateral eine lange Schraube mit langem Schaft, welcher den Femur durchgreift, mittels Gewinde am Adapter fixiert. Diese Schraube hat einen langen Führungsabschnitt, der formschlüssig in eine entsprechende lange Bohrung im Schaft des Adapters eingepaßt ist. Diese lange Schraube verspannt den Adapter einerseits mit dem Stützlager und andererseits mit dem Stützring. Ohne diese axiale Verspannung ist der Adapter nicht in der Lage, die erheblichen Belastungen zuverlässig in den Femur einzuleiten.

Eine solche Prothese ist mehrfach nachteilig. Die von Teilen der Prothese großflächig umschlossenen Teile der Kortikalis werden nach dem Einbau der Prothese nicht mehr ausreichend versorgt. Die Eigenschaften der Teile der Kortikalis verändern sich nachteilig. Die Kortikalis kann die üblicherweise auftretenden Kräfte nicht mehr aufnehmen. Die Funktionsfähigkeit einer solchen Prothese ist damit zeitlich erheblich begrenzt.

Die permanent vorhandene Verspannung des Femur zwischen Stützlager und Stützring führt zu einer bleibenden Verformung des Knochens und damit zu einer Lockerung der Prothese. Die permanente Belastung des Knochens durch die Verspannung führt vor allem an den Druckflächen zu einer Schädigung der Kortikalis. Ihre Widerstandsfähigkeit läßt nach. Die Funktionsfähigkeit der Prothese ist nach relativ kurzer Zeit nicht mehr gewährleistet.

Eine ähnliche Prothese wird auch durch die EP 207 985 B1 beschrieben. Der dem Adapter zugeordnete Stützkörper ist hier als prismatischer Körper ausgebildet, der formschlüssig in eine entsprechend vorzubereitende Ausnehmung im Femur eingesetzt wird. Dieser prismatische Stützkörper sorgt dafür, daß die über das Kugelgelenk üblicherweise auf die Prothese wirkenden Kräfte auf einer relativ großen Fläche und unter einem optimalen Übertragungswinkel in die etwa senkrechten Teile der Kortikalis übertragen werden.

Nachteilig ist jedoch auch hier, daß der prismatische Stützkörper seine Funktion nur dann erfüllen kann, wenn er gegen ein Stützlager auf der anderen, der lateralen Seite des Femur mittels Schraubverbindung verspannt wird.

Die vorn beschriebenen Nachteile sind auch bei dieser Ausführung vorhanden. Im erheblichen Maße nachteilig sind im Fall dieser Lösung zusätzlich die großen Substanzverluste am Knochen. Der keilförmige Stützkörper führt unter Wirkung der üblichen Belastung und der notwendigen Verspannkraft zu einer zusätzlichen Verformung des Femur.

Die starre Verbindung des Stützlagers und des Adapters über eine lange, eingepaßte Hülse verursacht zusätzliche Schädigungen des Femur. Die Funktionsdauer einer solchen Prothese ist dadurch ebenfalls deutlich begrenzt.

In einer Dissertation des Herrn Gamal Baroud an der

Technischen Universität Chemnitz (verteidigt am 12. 12. 97) wurde eine weitere Ausführungsvariante vorgeschlagen. Der Adapter ist hier ebenfalls mit einer Stützschulter versehen. Die Stützschulter geht an ihrem äußeren Ende in einen langen, bis zur anderen Seite des Femur reichenden – vorzugsweise begrenzt elastischen – Schaft über.

Dieser so ausgebildete Adapter wird in eine den Schaft und die Stützschulter umschließende Führungshülse eingesetzt. Diese Führungshülse besteht aus einem Stützring, aus einem Stützlager und einer hülsenartigen, elastischen Verbindung zwischen den beiden Stützelementen.

Der Stützring hat in einer rotationssymmetrischen Ausnehmung einen axialen Anschlag für die Stützschulter und eine Bohrung für den Schaft des Adapters. Am anderen Ende der Führungshülse ist das sog. Stützlager vorgesehen, das in der lateralen Kortikalis in einer entsprechenden Bohrung radial formschlüssig gehalten ist. Der Stützring und das Stützlager werden durch die hülsenartige, eng gewundene Spiralfeder relativ großen Durchmessers begrenzt elastisch miteinander verbunden.

Diese so zusammengesetzte Führungshülse wird von der proximalen Seite in eine entsprechende große Bohrung des Femur eingesetzt. Dabei liegt der radial gerichtete Bund des Stützrings quer zur Achsrichtung der Führungshülse an einer entsprechend bearbeiteten Auflagefläche der Kortikalis an.

Der anschließend eingesetzte Adapter wird in dieser Führungshülse mit seiner Stützschulter am Anschlag in dem Stützring gehalten und radial geführt.

Durch diese Anordnung der Führungshülse und die begrenzt elastische Ausbildung des Schaftes des Adapters sowie eine ggf. zwischen dem Adapter und der Führungshülse einfügbare Federscheibe können Bewegungen innerhalb der Prothese und evtl. auftretende Belastungsspitzen abgefangen und großflächig in den Femur abgeleitet werden.

Als in erheblichem Maß nachteilig hat sich herausgestellt, daß unter den gegebenen Bedingungen ein relativ großer Anteil der quer zur Achse des Adapters wirksamen Kräfte – mindestens bis zum Anwachsen – in die relativ weiche Spongiosa des Femur abgeleitet wird. Die Primärstabilität der Prothese ist dadurch begrenzt.

Ein weiterer Nachteil ist der relativ hohe Fertigungsaufwand und die relativ große Menge an körperfremden Material, das in den Femur eingefügt werden muß. Negativ ist auch, daß ein relativ großer Teil des Femurs entfernt werden muß. Der entscheidende Nachteil besteht jedoch in der notwendigen Verbindung zwischen dem Stützring und dem Stützlager. Der anfängliche Preßsitz des Stützlagers in der lateralen Kortikalis und das spätere Einwachsen dieses Stützlagers führen auch bei dieser Ausführung zu Verspannungen im Femur und an den Kontaktstellen zwischen Femur und Prothese.

Diese Verspannungen verursachen, wenn auch im weitaus geringeren Maße als bei den einleitend beschriebenen Prothesen, nach wie vor Schädigungen des Knochengewebes und tragen damit zur Verminderung der Lebensdauer der Prothese bei.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Schenkelhalsendoprothese vorzuschlagen, die eine Verspannung des Femurs zum Zweck der Befestigung der Elemente der Prothese und bei der üblichen Belastung vermeidet. Sie soll Voraussetzungen schaffen, damit lokale Belastungsspitzen innerhalb des Prothesenkörpers abgebaut werden können.

Die Kontaktflächen zwischen der Prothese und den tragenden Teilen der Kortikalis sollten so gestaltet werden, daß die natürliche Versorgung des Knochengewebes während der notwendigen Funktionsdauer der Prothese gewährleistet

ist.

Diese Aufgabe der Erfindung wird auf überraschende Weise durch die Elemente des Anspruchs 1 gelöst.

Durch die im Endeffekt fehlende starre Verbindung zwischen dem Stützring und dem Stützlager wird – wie unter natürlichen Bedingungen – die Belastung in die proximale Kortikalis eingeleitet. Eine Verspannung des Femur quer zu seiner Längsachse wird vollständig vermieden. Die Einleitung der Kräfte erfolgt überwiegend in die stabile, proximale Kortikalis. Auch unter ungünstigen Belastungsverhältnissen treten an den Kontaktstellen zwischen der Prothese und dem Femur keine der gefürchteten Zugkräfte auf. Die schmalen Kontaktflächen können stets durch die versorgenden Körperflüssigkeiten erreicht werden. Eine Zersetzung der Knochenstruktur kann so über einen wesentlich längeren Zeitraum vermieden werden.

Der Femur kann sich in seiner Gesamtheit wegen des Wegfalls einer mechanischen Verbindung zwischen der proximalen und lateralen Kortikalis in natürlicher Weise deformieren. Das trägt im erheblichen Maße zur Erhaltung der Funktionen des Knochengewebes bei.

Eine zusätzliche axiale Sicherung des Adapters im Stützring und im Stützlager gegen eine Bewegung in proximaler Richtung ist angesichts der im menschlichen Körper dort vorhandenen Sehnen und Muskeln nicht erforderlich.

Die Prothese ist einfach herstellbar und läßt sich auch an unterschiedliche Größen und Formen des Femur auf unproblematische Weise anpassen.

Die Prothese verfügt über die nötige Primärstabilität.

Durch die Gestaltung der Stützfläche des Adapters und des Stützringes es mit einem entsprechenden mittleren Kegelswinkel – nach Anspruch 2 – wird gewährleistet, daß die durch das Kugelgelenk üblicherweise eingebrachte Belastung unter optimalen Bedingungen in die stützende Kortikalis eingeleitet werden kann. Bei Überlast ist eine zusätzliche Sicherung durch die Bohrung im Stützring gewährleistet.

Die Stützfläche des Stützringes an der proximalen Kortikalis – nach Anspruch 3 – ermöglicht die optimale Einleitung der normalen Belastung längs des Femur. Der Stützring selbst ist – nach Anspruch 4 – im Bereich zwischen der Stützschulter des Adapters und der Auflagefläche zur Kortikalis elastisch. Er kann so auch die unvermeidbaren Belastungsspitzen abbauen.

Eine vorteilhafte Gestaltung der Elastizität des Stützringes beschreibt Anspruch 5. Mit der Wahl der Tiefe der Schlitzes kann man die Elastizität dem Körperbau des Patienten anpassen.

Der Stützring nach Anspruch 6 gewährleistet neben dem erwünschten elastischen Verhalten auch eine gewisse Dämpfung von Belastungsspitzen bei der Einleitung der Kräfte in den Femur.

Die Ausführungsformen des Stützlagere nach den Ansprüchen 7 bis 8 ermöglichen eine massearme Ausbildung des Stützlagere bei kleinster Kontaktfläche zur stützenden Kortikalis. Die Kortikalis wird bis hin zur Mitte der Anlagefläche ausreichend versorgt. Die Achse der den Schaft des Adapters führenden Bohrung kann dabei von vornherein auf den gewünschten Winkel ausgerichtet sein. Die ballige Form der Bohrung – nach Anspruch 8 – läßt eine gewisse Korrektur vor Ort zu.

Die Ausbildung des Stützlagere nach Anspruch 9 gestattet eine Anpassung der Bohrung in einem größeren Bereich bei optimaler Beweglichkeit des Schaftes in der Bohrung.

Mit der Anordnung des Axialagere nach Anspruch 10 und seiner Ausbildung nach Anspruch 11 wird erreicht, daß die Funktionsfähigkeit der Prothese auch unter extremsten Bedingungen erhalten bleibt. Wesentlich ist hier jedoch, daß

zwischen den axialen Anschlägen der Buchse und dem Stützlager immer ein ausreichendes Spiel vorhanden ist und sich die Buchse nicht vom Schaft löst.

Die Erfindung soll an Ausführungsbeispielen näher beschrieben werden. In den dazugehörigen Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 einen Schnitt durch den Kopf eines Femur mit eingesetzter Schenkelhalsendoprothese,

Fig. 2 eine Ansicht auf den Stützring entlang seiner Achse,

Fig. 3 eine zweite Variante einer Schenkelhalsendoprothese,

Fig. 4 eine Modifizierung der elastischen Gestaltung eines Stützringes,

Fig. 5 ein Stützlager in der Ausführung als Pendelgleitlager und

Fig. 6 eine weitere vorteilhafte Ausbildung der Stützschulter des Adapters und des Stützringes.

In den Femur 1 ist in einem Winkel 16 zur Längsachse 14 des Oberschenkelknochens eine Schenkelhalsendoprothese eingesetzt. Die Achse 15 der Schenkelhalsendoprothese entspricht etwa der Achse eines gesunden Oberschenkelhalses. Der Winkel 16 (Fig. 1) hat dabei eine Größe zwischen 40° und 60°.

Die Schenkelhalsendoprothese besteht aus einem Adapter 2, der auf einem leicht kegelförmigen Abschnitt in seinem Kopfbereich die Gelenkkugel 20 aufnimmt. Nahe unterhalb dieser Gelenkkugel 20 ist eine Stützschulter 21 am Adapter 2 ausgebildet.

Unmittelbar hinter der Stützschulter 21 geht der Adapter 2 in den Schaft 22 über. Dieser Schaft 22 ist im Verhältnis zum Kopfabchnitt des Adapters 2 mit einem wesentlich kleineren Durchmesser versehen. Es ist wünschenswert, daß dieser Schaft 22 in den Bereichen der höchsten Beanspruchung im begrenzten Maß elastisch biegefähig ist.

Am unteren Ende des Schaftes 22 ist in diesem Beispiel ein Gewindeabschnitt vorgesehen, auf den die Gewindebuchse 23 aufgeschraubt werden kann. Die Buchse 23 hat vorzugsweise einen Außendurchmesser, der dem des Schaftes 22 entspricht. Die Gewindebuchse 23 hat zudem in ihrem Kopfbereich einen als axialer Anschlag 231 wirksamen Bund 231. Ein entsprechendes Profil (Schlitz 232) dient zum Drehen der Buchse 23 mit Hilfe eines Werkzeuges.

Diese Buchse 23 dient vor allem dazu, die Länge des Schaftes 22 in Grenzen variabel zu gestalten, ohne daß der Schaft 22 auf der lateralen Seite des Femur zu weit vorsteht. Die Buchse 23 kann auch aus einem besonders gut gleitfähigen Material bestehen, so daß das Stützlager 5 möglichst keine axialen Kräfte aufnehmen muß.

Zur Vorbereitung des Einsatzes des Adapters 2 in den Kopf des Femur 1 wird zunächst eine Bohrung für den Schaft 22 eingebracht. Mit dieser Bohrung wird der Winkel 16 zwischen der Achse 15 des Adapters 2 zur mittleren Längsachse 14 des Femur 1 festgelegt.

Nach dem Einbringen dieser Bohrung wird an der proximalen Seite des Femur 1 eine dem Stützring 3 angepaßte, vorzugsweise etwa kegelförmige Ausnehmung konzentrisch zur Achse 15 eingearbeitet. Der Kegelswinkel 30 dieser Ausnehmung kann im Bereich der Ausnehmung unterschiedlich sein. Im Bereich der proximalen Kortikalis 11, d. h. dort, wo der Stützring 3 mit seiner Stützfläche 33 an der Fläche 111 anliegt, wird dieser Winkel 30 vorzugsweise größer als 120° gewählt.

Durch die Vorbereitung dieser kegelförmigen Ausnehmung entsteht auf der proximalen Kortikalis 11 eine Auflagefläche 111, die sowohl Kräfte parallel zur Achse 15 als auch Kräfte quer zu dieser Achse 15 aufnehmen kann. Entscheidend ist vor allem der untere Teil der Auflagefläche 111, der in

Längsrichtung des Femur 1 wirkende Kräfte aufnehmen kann.

In diese konische Ausnehmung wird ein begrenzt elastischer und deshalb mit relativ dünnen Wänden (abhängig von der voraussichtlichen Belastung) versehener konischer Stützring 3 eingesetzt. Dieser Stützring 3 hat gegenüber der Auflagefläche 111 einen nach außen und unten, d. h. zur Längsachse 14 des Oberschenkelknochens hin versetzten, bundförmigen Anschlag 31, auf dem sich die Stützschulter 21 des Adapters 2 auflegt.

Die Bohrung 32 in der unmittelbaren Nachbarschaft des Anschlages 31 oder eine andere innere ringförmige Ausnehmung im Stützring 3 sorgt für eine radiale Zentrierung des Adapters 2 im Stützring 3. Die innerhalb des Stützringes 3 in lateraler Richtung verlagerte Bohrung 32 sorgt dafür, daß beim Auftreten großer radialer Belastungen der Stützring 3 stets überall an der Fläche 111 der Kortikalis 11 anliegt.

Koaxial zur Achse 15 wird auch an der äußeren bzw. lateralen Kortikalis 12 eine vergrößerte Bohrung angebracht, die das Stützlager 5 aufnimmt. Diese Bohrung ist zweckmäßigerweise rechtwinklig zur mittleren Außenkontur der Kortikalis 12 in diesem Bereich ausgerichtet, so daß der flache Bund 53 des Stützlagers 5 möglichst optimal an der Kortikalis 12 zur Anlage kommt.

Das Stützlager 5 wird im einfachsten Fall mit einem Press-Sitz in die Bohrung eingebracht. Wird die Kontaktfläche des Stützlagers 5 zur lateralen Kortikalis 12 leicht konkav ausgebildet, kann man die Kontaktkräfte zur Kortikalis 12 im eingebauten Zustand bei hoher Lagestabilität des Stützlagers 5 reduzieren.

Im mittleren Bereich hat dieses Stützlager 5 eine Bohrung 52, deren Achse auf die Achse 15 des Schaftes 22 ausgerichtet ist.

Es hat sich als zweckmäßig erwiesen, diese Bohrung 52 entweder ballig auszuführen oder eine Art Kugelgelenk (61, 62 – in Fig. 5) an dieser Stelle vorzusehen, damit der meist nicht vermeidbare Winkel 51 bzw. 63 zwischen der Achse der Bohrung in der äußeren Kortikalis 12 zur Achse 15 des Adapters 2 ausgeglichen werden kann.

Diese Bohrung 52 kann den Schaft 22' direkt oder über eine am Schaft 22 befestigte Gewindebüchse 23 formschlüssig führen.

In den mit dem Stützring 3 und dem Stützlager 5 (6) ausgestatteten Kopf des Femur 1 wird jetzt der Adapter 2 von der proximalen Seite her eingesetzt und – sofern gewünscht – durch das Aufbringen der Gewindebüchse 23 von außen und unten axial gesichert (nicht verspannt!!!).

Die in der Regel an der Gelenkkugel 20 angreifende Kraft F (die Richtung der Kraft ist in Grenzen variabel) werden über die Stützschulter 21 und die zur Achse 15 konische Auflagefläche 111 an der Kortikalis 11 durch die Teile des Femur 1 aufgenommen, die die höchste Tragfähigkeit besitzen, nämlich durch die Kortikalis 11. Eine Verspannung innerhalb des Femur ist vollständig ausgeschlossen.

Zur Vermeidung extremer Belastungsspitzen – insbesondere zwischen dem Stützring 3 und der Auflagefläche 111 – ist es zweckmäßig, zwischen der Kugel 20 des Gelenkes und der gen. Auflagefläche 111 elastische Elemente anzuordnen.

Eine gewisse Elastizität gewährt dabei bereits der relativ dünnwandige Stützring 3. Man kann ggf. die Größe der Nachgiebigkeit noch an den Körperbau des jeweiligen Patienten anpassen, indem man in den Stützring 3 – etwa so, wie es in Fig. 2 dargestellt ist – radiale Schlitzte 34 einbringt. Diese Schlitzte 34 ermöglichen insbesondere im Bereich der Stützfläche 33 gegenüber dem Anschlag bei 310 der Stützschulter 21 eine mehr oder weniger große Elastizität.

Eine zusätzliche Elastizität wird durch den relativ kleinen Durchmesser des Schaftes 22 am Adapter 2 gewährleistet.

Durch die normale Belastung – angezeigt durch den Pfeil F – über die Achse der Kugel 20 und dem Widerstand des Stützlagers 5 bewirkt die an der Stützschulter 21 von unten angreifende Kraft eine leichte Biegung des Adapters 2 um den Angriffspunkt des Radiallagers in der Bohrung 32 nahe der Stützschulter 21. Durch die genannten elastisch ausgebildeten Elemente erhält die Schenkelhalsendoprothese in ihrer Gesamtheit eine Elastizität ähnlich der eines gesunden Femur 1.

Ein weiterer Vorteil dieser Schenkelhalsendoprothese besteht darin, daß die durchweg schmalen Bereiche der Kortikalis 11, 12, in denen die Kräfte in den Femur 1 eingeleitet werden, durch Körperflüssigkeit entweder über die Spongiosa 13 von innen oder auch von außen mit funktionserhaltenden Stoffen versorgt werden. Ein Abbau der Kortikalis 11, 12 in diesen begrenzten Belastungszonen ist auch nach längerem Einsatz der Prothese kaum zu befürchten.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Schenkelhalsendoprothese ist in Fig. 3 gezeigt. Der Aufbau dieser Prothese ist im Bereich des Stützringes 3 und im Bereich des Stützlagers 5 ähnlich oder gleich dem Beispiel, das in Bezug auf Fig. 1 beschrieben wurde.

Der Schaft 22' des Adapters 2 hat hier bis an sein äußeres Ende den gleichen Durchmesser und trägt kein Gewinde. Er gleitet direkt in der Bohrung 52 des Stützlagers 5. Die Bohrung 52 ist hier leicht ballig ausgeführt, so daß kleine Winkelabweichungen 51 korrigierbar sind.

Bei dieser Variante ist der Schaft 22' vor dem Einsetzen in einer größeren Länge bereitzuhalten. Seine Länge ist nach dem Abschluß der Vorbereitungen für den Einbau des Adapters 2 zu bestimmen und so zu gestalten, daß sein freier Vorstand auf der lateralen Seite des Femur 1 begrenzt ist.

Die Fig. 4 zeigt eine weitere Variante zur elastischen Ausbildung des Stützringes 3'. Hier ist die Stützschulter 21' des Adapters 2' zur proximalen Seite hin versetzt. Zwischen dieser Stützschulter 21' und dem Stützring 3' ist ein Federring 4, der mit einem Schlitz versehen sein kann, eingefügt. Dadurch, daß sich der Federring 4 im Innenkegel des Stützringes 3' abstützt, ermöglicht er im Zusammenwirken mit einem begrenzt elastischen Stützring 3' eine zusätzliche Elastizität in Achsrichtung und auch quer zu dieser Achse 15. Der etwas verlängerte Schaft 22' des Adapters 2' sorgt für eine zusätzliche Elastizität.

Die Fig. 5 zeigt eine Ausführungsvariante des Stützlagers 6, das anstelle des Stützlagers 5 eingesetzt werden kann. Das hier in die äußere Kortikalis 12 eingesetzte Stützlager 6 besteht aus einem Führungsring 61 und einem Gleitring 62. Der Führungsring 61 ist mittels festem Sitz in die Kortikalis 12 eingedrückt oder eingerastet. Er hat an seiner Innenseite eine konkav kugelförmig ausgebildete Fläche, in die der Gleitring 62 pendelnd geführt werden kann. Der Gleitring 62 hat eine zentrische Bohrung 64, die dem Durchmesser des Schaftes 22', 22" oder dem Durchmesser der Büchse 23 entspricht. Er ermöglicht eine Einstellung auf in Grenzen beliebige Winkel 63.

Der Vorteil dieser Ausführung des Stützlagers 6 besteht darin, daß der Schaft 22' der Prothese stets ohne Verspannung geführt werden kann. Die Anpassung an die meist sehr unterschiedlichen äußeren Konturen des Femur 1 und an evtl. abweichende Winkel der Bohrungen für den Adapter 2 in dem Femur kann stets mit hoher Präzision gewährleistet werden.

Die Darstellung in Fig. 6 zeigt eine besonders interessante Ausführung der Erfindung. Der Stützring 3" liegt auf einer ebenen Fläche 111' der Kortikalis 11 auf. Die Stützschulter 21" des Adapters 2" ist als flacher kegelförmiger Ring ausgebildet und stützt sich an der ebenfalls kegelförmig ausgestalteten Fläche 31" am Bund des Stützringes 3" ab.

Die Bohrung 32" führt den Schaft 22 des Adapters 2" mit einem etwas größeren Spiel, so daß die Zentrierung des Adapters 2" unter normalen Bedingungen durch die kegelige Stützscharter 21" in Verbindung mit der kegeligen Anschlagfläche 31" des Stützringes 3" erfolgt.

Erst bei Überlast wird die Bohrung 32" als radiale Führung des Adapters 2" wirksam. Die radiale Kraftübertragung vom Stützring auf den Femur wird in diesem Falle durch den Übergang zur Nabe des Stützringes 3" unterstützt.

Bezugszeichenliste

1	Femur
11	Kortikalis, proximal
111	Auflagefläche
12	Kortikalis, lateral
13	Spongiosa
14	Achse (Oberschenkelknochen)
15	Achse der Prothese
16	Winkel
2, 2', 2"	Adapter
20	Kugelgelenk
21, 21', 21"	Stützscharter
210	Winkel
22, 22', 22"	Schaft
23	Gewindebüchse
231	Bund, axialer Anschlag
232	Schlitz
3, 3', 3"	Stützring
30, 30'	Kegelwinkel
31, 31', 311	Anschlag
310	Anschlag/Hauptbelastungszone
32, 32"	Bohrung
33, 33'	Stützfläche/Auflagefläche
34	Schlitz
4	Federring, geschlitz
5, 5'	Stützager
51	Winkel
52	Bohrung, ballig
53	Bund
6	Stützager
61	Führungsring
62	Gleitring, kugelförmig
63	Winkel
64	Bohrung
F	Belastung

Patentansprüche

1. Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend aus einem Adapter (2) zur Aufnahme der Gelenkkugel (20), aus einem Stützring (3) zur axialen und radialen Führung des Adapters (2) auf der proximalen Seite des Femur (1) und aus einem Stützager (5) zur Führung des Adapters (2) auf der lateralen Seite des Femur (1), **dadurch gekennzeichnet**, daß der Adapter (2, 2', 2") mit einer dem Femur (1) zugewandten Stützscharter (21) und mit einem Schaft (22, 22', 22") versehen ist, der den Femur (1) etwa entlang der verlängerten Achse (15) des Oberschenkelhalses durchgreift, daß der Stützring (3) ausschließlich auf der proximalen Seite des Femur (1) gelagert ist, wozu dieser mit seinem Bund (Stützfläche 33) an einer bearbeiteten Auflagefläche (111) der proximalen Kortikalis (11) und mit

seiner Nabe innerhalb des Femur (1) sein Lager hat, daß am Stützring (3) zur Führung des Adapters (2) – ein axialer Anschlag (31) für die Stützscharter (21) des Adapters (2) und – eine gegenüber der Stützfläche (33) lateral versetzte Bohrung (32) für den Schaft (22) des Adapters (2) vorgesehen sind,

daß das Stützager (5) ausschließlich an der lateralen Seite des Femur (1), überwiegend an der lateralen Kortikalis (12) fixiert ist und die jeweils wirksame Achse der Führungsbohrung (52, 64) für den Schaft (22) des Adapters (2) im Stützager (5; 6) auf die Achse (15) des Adapters (2) ausrichtbar ist.

2. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Adapter (2) mit einer kegeligen Stützscharter (21") versehen ist, die einer innen kegelig ausgeführten Anschlagfläche (311) am Bund des Stützringes 3" passend zugeordnet ist und

daß der Schaft (22) des Adapters in der Bohrung (32") des Stützringes 3" mit Spiel geführt wird.

3. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Stützfläche (33) des Stützringes (3, 3') zur Achse (15) des Adapters (2) einen sich in proximaler Richtung öffnenden, mittleren Kegelwinkel (30) zwischen 120° und 160° aufweist.

4. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Stützring (3, 3') zwischen den Anlageflächen der Stützscharter (21, 21') und der Stützfläche (33) zur Auflagefläche (111) hin begrenzt elastisch ausgebildet ist.

5. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Bund des Stützringes (3, 3') an seinem Umfangsbereich mindestens einen, vorzugsweise radialen Schlitz (34) aufweist.

6. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Stützring (3') mit einem im wesentlichen unelastischen, innen kegeligen Bund versehen ist und daß zwischen der Stützscharter (21') des Adapters (2) und dem Innenkegel des kegeligen Bundes ein mindestens axial elastischer Federring (4) angeordnet ist.

7. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Stützager (5, 5', 6)

– die laterale Kortikalis (12) des Femur (1) etwa senkrecht zu dessen Oberfläche formschlüssig durchgreift und

– eine Bohrung (52) für die Führung des Schaftes des Adapters (2) hat, deren Achse (15) um einem Winkel (51; 63) zwischen 5° und 30° gegenüber der Achse des Stützagers (5, 5', 6) geneigt ist.

8. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Stützager (5, 5') mit Profilen zum Drehen des Stützagers (5, 5') in der Kortikalis (12) ausgestattet ist und

daß die Bohrung (52) auf die wahrscheinliche Lage der Achse (15) des Schaftes (22) des Adapters (2) ausgerichtet und ballig ausgeführt ist.

9. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Stützager (6) aus einem äußeren Führungsring (61) mit einer kugelförmigen inneren Führungsfläche und aus einem in den Führungsring (61) einsetzbaren kugelförmigen Gleitring (62) mit einer Bohrung für den Schaft (22) des Adapters (2) besteht.

10. Schenkelhalsendoprothese nach den Ansprüchen 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß dem äußeren Ende des Schaftes (22) ein lösbares Axiallager (Gewindebühse 23) zugeordnet ist.

11. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet,
daß das Axiallager eine Gewindebühse (23) ist, deren Außendurchmesser die Bohrung (52; 64) im Stützlager (5, 5'; 6) mit Spiel durchgreift,
daß die Gewindebühse (23) außen axial gerichtete Anschläge hat und mittels Schraubverbindung axial am Ende des Schaftes (22) einstellbar und in der eingestellten Position fixierbar ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

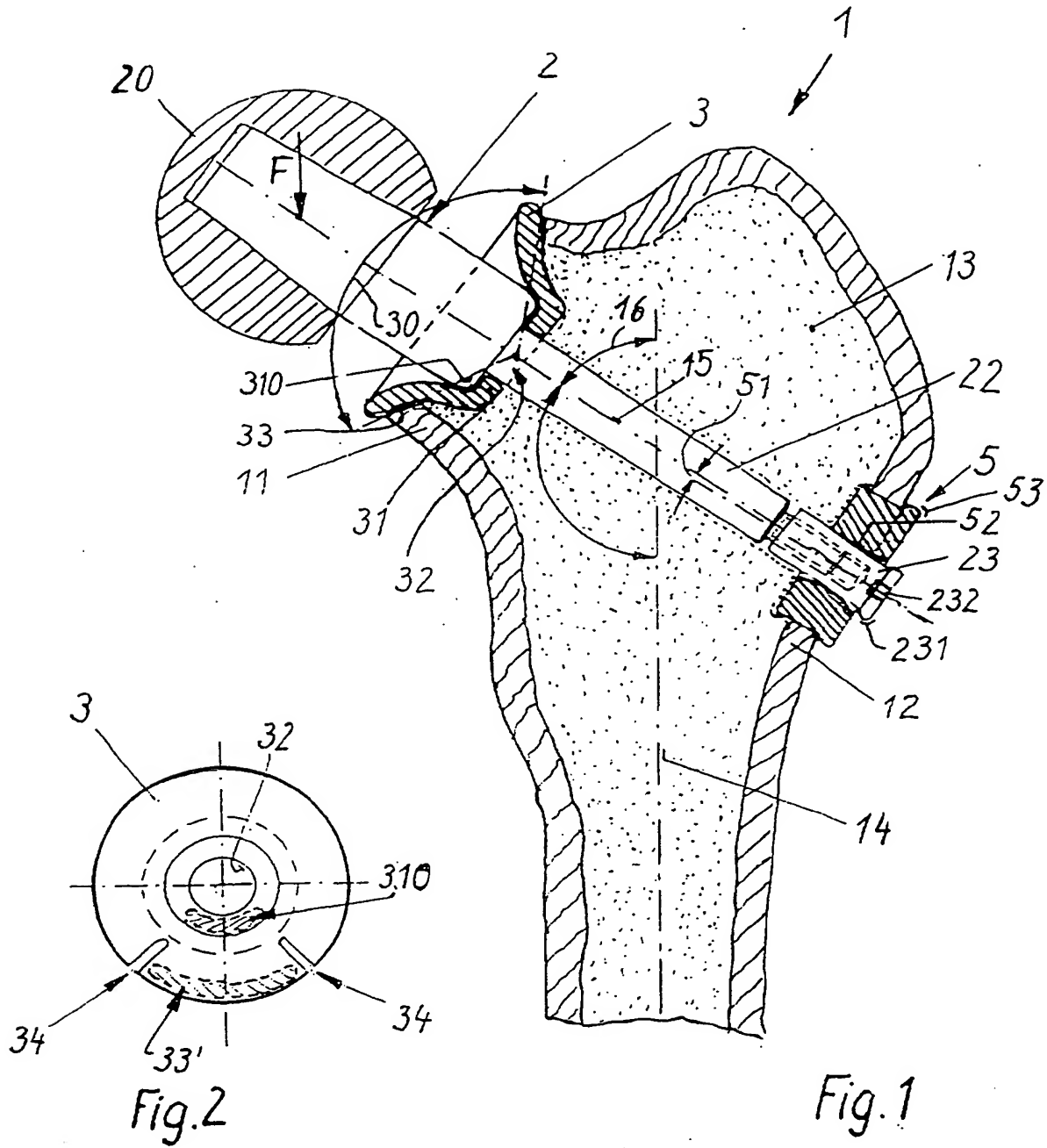
45

50

55

60

65



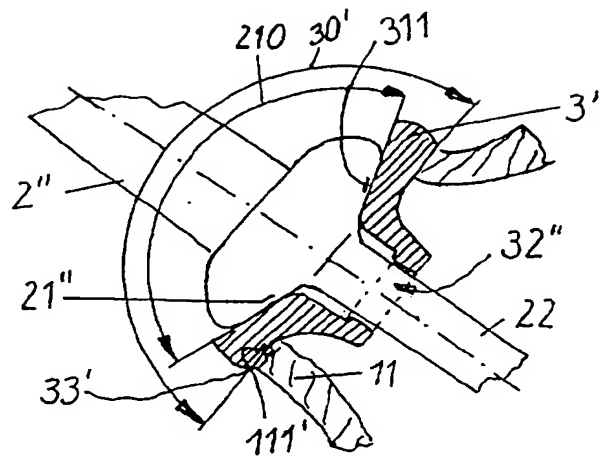


Fig. 6

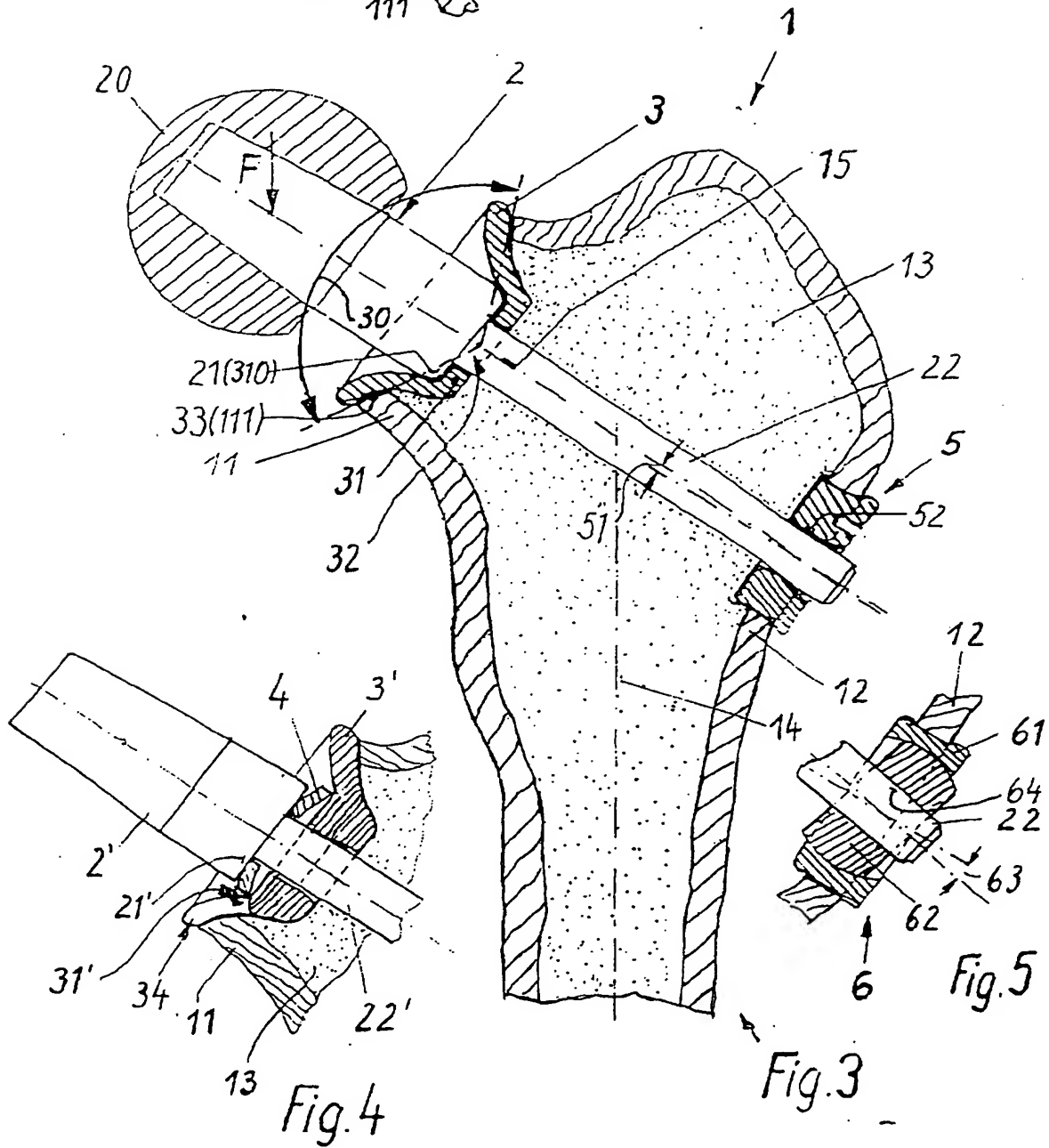


Fig. 5

Fig. 3

Fig. 4